

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2016-529061

(P2016-529061A)

(43) 公表日 平成28年9月23日(2016.9.23)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/13 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/13テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2016-540330 (P2016-540330)
(86) (22) 出願日 平成26年9月3日 (2014.9.3)
(85) 翻訳文提出日 平成28年4月14日 (2016.4.14)
(86) 国際出願番号 PCT/US2014/053820
(87) 国際公開番号 W02015/034879
(87) 国際公開日 平成27年3月12日 (2015.3.12)
(31) 優先権主張番号 61/873, 542
(32) 優先日 平成25年9月4日 (2013.9.4)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 000001007
キヤノン株式会社
東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(74) 代理人 100126240
弁理士 阿部 琢磨
(74) 代理人 100124442
弁理士 黒岩 創吾
(72) 発明者 ロバート エー クルーガー
アメリカ合衆国 ノースカロライナ州、オリエンタル、ストレート ロード 108
オプトソニックス内
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB09 BB26 DD08 DE16
EE09 EE20 EE24 GB14 GC02
GC10

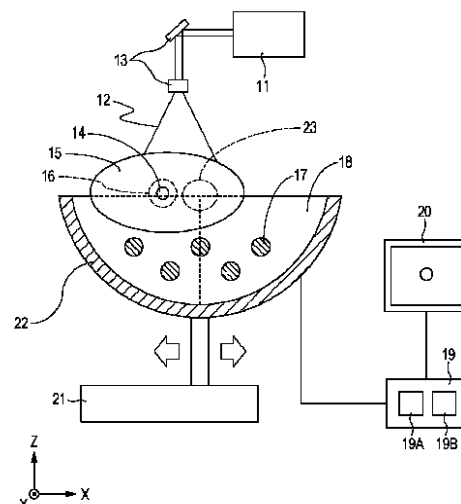
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光音響装置

(57) 【要約】

本明細書に開示の光音響装置は、光源と、対象物が前記光源から発生した光で照射されたときに生じる音響波を検出し、電気信号を出力する変換器と、前記変換器の指向軸が集まるように前記変換器を支持する支持部材と、前記支持部材を移動領域内で前記対象物に対して移動させる移動部と、いくつかのタイミングにおいて前記変換器から出力された電気信号を記憶する記憶部と、前記記憶部に記憶された電気信号に基づいて各再構成位置の対象物情報を取得する演算部とを備える。前記光源は、前記タイミングにおいて光を発生する。前記移動部は、前記タイミングにおける前記支持部材の位置の分布の密度が一定である領域が存在するように前記支持部材を移動させる。

FIG. 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光源と、

対象物が前記光源から発生した光で照射されたときに生じる音響波を検出し、電気信号を出力するように構成された複数の変換器と、

前記複数の変換器の指向軸が集まるように前記複数の変換器を支持するように構成された支持部材と、

前記支持部材を移動領域内で前記対象物に対して相対的に移動させるように構成された移動部と、

複数のタイミングにおいて前記複数の変換器から出力された前記電気信号を記憶するように構成された記憶部と、

前記記憶部に記憶された前記電気信号に基づいて各再構成位置の対象物情報を取得するように構成された演算部と

を備え、

前記光源は、前記複数のタイミングにおいて前記光を発生し、

前記移動部は、前記複数のタイミングにおける前記支持部材の位置の分布の密度が一定である領域が存在するように前記支持部材を移動させる、光音響装置。

【請求項 2】

前記移動部は、前記複数のタイミングにおける前記支持部材の位置のうちの隣り合う支持部材の位置間の距離が互いに等しくなるように前記支持部材を移動させる、請求項 1 に記載の光音響装置。

【請求項 3】

前記移動部は、前記隣り合う支持部材の位置の間の距離が、前記移動領域における隣り合う支持部材の位置間の平均距離の $\pm 20\%$ の範囲内となるように前記支持部材を移動させる、請求項 2 に記載の光音響装置。

【請求項 4】

前記移動部は、前記複数のタイミングにおける前記支持部材の各位置から、前記各位置に隣接する前記支持部材の少なくとも 3 つの位置までの距離が、互いに等しくなるように、前記支持部材を移動させる、請求項 1 に記載の光音響装置。

【請求項 5】

前記移動部は、前記複数のタイミングにおける前記支持部材の各位置から、前記各位置に隣接する前記支持部材の前記少なくとも 3 つの位置までの距離が、前記距離の平均の $\pm 10\%$ の範囲内となるように、前記支持部材を移動させる、請求項 4 に記載の光音響装置。

【請求項 6】

前記移動部は、前記移動領域の中心を通過する 2 つの直交する平面によって定められる 4 つの領域の各々における光照射タイミングにおける前記支持部材の位置の分布が均一となるように前記支持部材を移動させる、請求項 1 に記載の光音響装置。

【請求項 7】

前記移動部は、前記 4 つの領域の各々における前記光照射タイミングにおける前記支持部材の位置の数の平均差が $\pm 20\%$ の範囲内となり、前記支持部材の隣り合う位置の間の距離の平均差が $\pm 20\%$ の範囲内となるように、前記支持部材を移動させる、請求項 6 に記載の光音響装置。

【請求項 8】

前記移動部は、前記移動領域の中心を通過する 2 つの直交する平面によって定められる 4 つの領域の各々において、光照射タイミングにおける前記支持部材の位置の数が複数となるように前記支持部材を移動させる、請求項 1 に記載の光音響装置。

【請求項 9】

前記演算部は、前記記憶部に記憶された前記電気信号のうち、前記複数のタイミングの一部において前記複数の変換器から出力された電気信号を使用して、各再構成位置につい

10

20

30

40

50

て前記対象物情報を取得する、請求項 1 に記載の光音響装置。

【請求項 1 0】

前記演算部は、前記記憶部に記憶された前記電気信号のうち、同じ波数ベクトルを有する音響波に対応する電気信号を使用して、各再構成位置について前記対象物情報を取得する、請求項 1 に記載の光音響装置。

【請求項 1 1】

前記移動部は前記支持部材を連続的に移動させる、請求項 1 に記載の光音響装置。

【請求項 1 2】

前記光源が発生する前記光は、一定の周期を有し、

前記移動部は、前記支持部材の移動経路の接線方向に一定の速度で前記支持部材を移動させる、請求項 1 1 に記載の光音響装置。 10

【請求項 1 3】

前記移動部は、円形の移動経路で前記支持部材を連続的に移動させる、請求項 1 に記載の光音響装置。

【請求項 1 4】

前記移動部は、前記移動領域の中心に対する径方向の座標が増加または減少するように前記支持部材を移動させる、請求項 1 に記載の光音響装置。

【請求項 1 5】

前記移動部は、時間の経過につれて半径が増加または減少するらせんパターンの移動経路にて前記支持部材を移動させる、請求項 1 に記載の光音響装置。 20

【請求項 1 6】

前記移動部は、前記らせんパターンの移動経路の外周から内周に向かって前記支持部材を移動させる、請求項 1 5 に記載の光音響装置。

【請求項 1 7】

前記移動部は、異なる半径を有する複数の同心な移動経路で前記支持部材を移動させる、請求項 1 に記載の光音響装置。

【請求項 1 8】

前記支持部材は半球の形状である、請求項 1 に記載の光音響装置。

【請求項 1 9】

前記光源から発生した前記光を前記指向軸が集まる位置に導くように構成された光学系をさらに備え、 30

前記移動部は、前記支持部材および前記光学系を互いに同期して移動させる、請求項 1 に記載の光音響装置。

【請求項 2 0】

前記支持部材は、前記複数の変換器が三次元空間に配置されるように、前記複数の変換器を支持する、請求項 1 に記載の光音響装置。

【請求項 2 1】

前記移動部は、設定された関心領域に対応する光照射タイミングにおける前記支持部材の位置の分布の密度が一定となるように、前記支持部材を移動させる、請求項 1 に記載の光音響装置。 40

【請求項 2 2】

光源と、

対象物が前記光源から発生した光で照射されたときに生じる音響波を検出し、電気信号を出力するように構成された複数の変換器と、

前記複数の変換器の指向軸が集まるように前記複数の変換器を支持するように構成された支持部材と、

前記支持部材を移動領域内で前記対象物に対して相対的に移動させるように構成された移動部と、

複数のタイミングにおいて前記複数の変換器から出力された前記電気信号を記憶するように構成された記憶部と、 50

前記記憶部に記憶された前記電気信号に基づいて各再構成位置の対象物情報を取得するように構成された演算部と

を備え、

前記支持部材は、該支持部材と前記対象物との間に音響整合材料を満たすことができる空間を有し、

前記移動部は、円形の移動経路にて前記支持部材を連続的に移動させる、光音響装置。

【請求項 2 3】

前記移動部は、時間の経過につれて半径が増加または減少するらせんパターンの移動経路で前記支持部材を移動させる、請求項 2 2 に記載の光音響装置。

【請求項 2 4】

前記移動部は、前記らせんパターンの移動経路の外周から内周に向かって前記支持部材を移動させる、請求項 2 3 に記載の光音響装置。

【請求項 2 5】

前記光源が発生する前記光は一定の周期を有し、

前記移動部は、前記支持部材の移動経路の接線方向に一定の速度で前記支持部材を移動させる、請求項 2 2 に記載の光音響装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光音響効果を利用することによって対象物内部の情報を取得する光音響装置に関する。

【背景技術】

【0002】

光撮像装置の研究は医学分野において積極的に行われている。光撮像装置は、対象物（生体など）を光源（レーザなど）からの光で照射し、入射光に基づいて取得される対象物内部の情報から像を形成する。光音響撮像（PAI）は、そのような光撮像技術のうちの 1 つである。光音響撮像では、対象物を光源から発生したパルス光で照射し、対象物内を伝播し対象物内で拡散したパルス光のエネルギーを吸収した対象物の組織から発生した音響波（一般的には超音波）を検出し、対象物内部の情報がその検出信号に基づいて画像化される。つまり、ターゲット領域（腫瘍など）と他の組織との間で光エネルギーの吸収の程度が相違することを利用し、検査領域がこの検査領域を照射する光エネルギーを吸収することによって瞬間的に膨張する際に発生する弾性波（光音響波）を、音響波検出器で受信する。その検出信号を数学的に処理することによって、対象物内部の情報を取得することができる。近年において、光音響撮像は小動物の血管を画像化する臨床前研究および光音響撮像の原理を例えば乳がんの診断に適用する臨床研究を積極的に行うために使用されている（「Photoacoustic imaging in biomedicine」、M. Xu、L. V. Wang、REVIEW OF SCIENTIFIC INSTRUMENT, 77, 041101, 2006）。

【0003】

しかしながら、光音響装置が、より効率的かつ精密に対象物情報を取得することが望まれる。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献 1】Photoacoustic Imaging in Biomedicine

【発明の概要】

【0005】

本発明は、対象物情報を効率的かつ精密に取得することができる光音響装置を提供する。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 6 】

本明細書において開示される光音響装置は、光源と、対象物が前記光源から発生した光で照射されたときに生じる音響波を検出し、電気信号を出力するように構成された複数の変換器と、前記複数の変換器の指向軸が集まるように前記複数の変換器を支持するように構成された支持部材と、前記支持部材を移動領域内で前記対象物に対して相対的に移動させるように構成された移動部と、複数のタイミングにおいて前記複数の変換器から出力された電気信号を記憶するように構成された記憶部と、前記記憶部に記憶された電気信号に基づいて各々の再構成位置について対象物情報を取得するように構成された演算部とを備える。前記光源は、前記複数のタイミングにおいて光を発生する。前記移動部は、前記複数のタイミングにおける前記支持部材の位置の分布の密度が一定である領域が存在するように前記支持部材を移動させる。

10

【 0 0 0 7 】

本発明のさらなる特徴は、添付の図面を参照した以下の実施例の説明から明らかになるであろう。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 8 】

【 図 1 】 一実施形態にかかる光音響装置の構成例を概略的に示している。

【 図 2 】 実施形態における支持部材の移動例を概略的に示している。

【 図 3 】 実施形態における支持部材の移動経路例を示している。

【 図 4 】 実施形態における支持部材の別の移動経路例を示している。

20

【 図 5 】 実施形態における測定位置の分布を示している。

【 図 6 】 実施例にかかる光音響装置を示している。

【 図 7 】 実施例にかかる光音響装置の構成の一部を概略的に示している。

【 図 8 】 実施例にかかる光音響装置の構成例を概略的に示している。

【 図 9 】 実施例にかかる光音響装置における測定位置の分布を示している。

【 図 1 0 】 実施例にかかる光音響装置によって得られた光音響画像を示している。

【 図 1 1 】 実施例において使用されたファントムを示している。

【 図 1 2 】 実施例にかかる光音響装置によって得られた光音響画像を示している。

【 図 1 3 a 】 実施例にかかる光音響装置によって得られた光音響画像の分析結果を示している。

30

【 図 1 3 b 】 実施例にかかる光音響装置によって得られた光音響画像の分析結果を示している。

【 図 1 4 】 実施例にかかる光音響装置によって得られた別の光音響画像を示している。

【 図 1 5 】 実施例にかかる光音響装置によって得られた別の光音響画像を示している。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 0 9 】

一実施形態にかかる光音響装置 1 の構成を図 1 を参照して説明する。

【 0 0 1 0 】

本実施形態にかかる光音響装置 1 は、光源 1 1 と、光学系 1 3 と、支持部材 2 2 によって支持された複数の変換器 1 7 と、コンピュータ 1 9 と、表示装置 2 0 と、スキャナ 2 1 とを備えている。

40

【 0 0 1 1 】

光源 1 1 から発せられるパルス光 1 2 は、例えばレンズ、ミラー、光ファイバ、および拡散板を備える光学系 1 3 によって所望の光分布形状へと処理されながら導かれる。次いで、パルス光 1 2 は生体などの対象物 1 5 に照射される。パルス光 1 2 が照射されるタイミングにおいて、パルス光 1 2 は対象物 1 5 の内部全体にほぼ同時に到達する。対象物 1 5 の内部を通して伝播したパルス光 1 2 のエネルギーの一部が大量のヘモグロビンを含んでいる血管などの光吸収体 1 4 によって吸収される（最終的に音源となる）と、光吸収体 1 4 の熱膨張によって光音響波（一般的には超音波）1 6 が生成される。光音響波 1 6 は対象物 1 5 の内部および音響整合材料 1 8 内を伝播し、支持部材 2 2 によって支持された複

50

数の変換器 17 に達する。複数の変換器 17 は光音響波 16 を受信し電気信号に変換する。

【0012】

スキャナ 21 が支持部材 22 を移動させる間に、光音響波が複数のタイミングにおいて測定される。本明細書における用語「測定」は、光を照射しその光の照射によって生み出される光音響波を受信することを指す。用語「測定位置」は、光が照射される時のサーチ部の位置、すなわち支持部材 22 の位置を指す。本実施形態においては、光照射のタイミングにおける支持部材 22 の中心位置が測定位置とされる。

【0013】

一般的に、光音響波 16 の伝播速度はスキャナ 21 が支持部材 22 を移動させる速度よりも速い。したがって、光音響波 16 は、パルス光 12 が照射されるタイミングにおける複数の変換器 17 の位置において受信される。ここで、パルス光 12 が対象物 15 に照射される時点から複数の変換器 17 が光音響波 16 を検出する時点までの支持部材 22 の移動は、無視することができる。したがって、本実施形態において、パルス光 12 が照射されるタイミングは光音響波 16 が測定されるタイミング（以下では、「測定タイミング」と称される）と一致する。また、パルス光 12 が照射されるタイミングにおける複数の変換器 17 の位置は光音響波 16 が測定されるタイミングにおいて取り得る光音響波測定位置に一致する。支持部材 22 が複数の変換器 17 を支持しているため、複数の変換器 17 の位置は、支持部材 22 の位置を指定することによって指定することができる。

【0014】

次に、各タイミングにおいて複数の変換器 17 から出力された電気信号は増幅され、コンピュータ 19 によってデジタル信号に変換され、コンピュータ 19 内の記憶部に記憶される。すなわち、コンピュータ 19 内の記憶部は種々のタイミングで複数の変換器 17 から出力された電気信号を記憶する。

【0015】

次いで、コンピュータ 19 は、種々のタイミングで複数の変換器から出力された電気信号を用いて、撮像される領域内における各再構成位置について対象物情報を取得する。対象物情報が取得される再構成位置は、三次元の情報が取得される場合にはボクセルであり、二次元の情報が取得される場合にはピクセルである。ユニバーサル逆投影法（Universal back projection、UBP）およびフィルタ補正逆投影法（Filtered Back Projection、FBP）などの公知の再構成技術を、電気信号から対象物情報を取得するために使用することができる。これらの再構成技術によれば、種々のタイミングにおいて取得された電気信号から 1 つの位置についての対象物情報を取得することができる。

【0016】

本実施形態においては、対象物全体が撮像される領域として設定される。前もって設定された領域、またはユーザが入力部を使用して設定した領域を撮像される領域として設定することができる。

【0017】

次に、コンピュータ 19 は取得した対象物情報から表示装置 20 上に表示するための画像データを生成する。

【0018】

続いて、コンピュータ 19 は前記画像データを表示装置 20 上に表示する。このようにして表示装置 20 上に表示される対象物情報の画像は、例えば診断目的として使用することができる。

【0019】

撮像される領域内の各位置について対象物情報を取得するために、コンピュータ 19 は必ずしも記憶部に記憶されたすべての電気信号を使用する必要はない。すなわち、コンピュータ 19 は、記憶部に記憶された電気信号のうち、一部のタイミングにおいて複数の変換器 17 から出力された電気信号を使用し、撮像される領域内の各位置について対象物情

10

20

30

40

50

報を取得してもよい。例えば、対象物情報の取得に用いる電気信号は変換器の指向性または各タイミングにおける各位置の光量値に基づいて決定することができる。

【0020】

本実施形態においては、波数情報を効率的に取得することができるため、たとえ一部のタイミングにおいて取得された電気信号が使用される場合でも、各々の位置について大量の波数情報から対象物情報を正確に取得することができる。さらに、対象物情報の取得に使用される電気信号の数が少なくなるため、対象物情報の取得に要する時間を短縮することができる。

【0021】

本実施形態による光音響装置が取得可能な対象物情報の例として、光音響波の初期音圧の分布、光エネルギー吸収密度の分布、吸収係数の分布、および対象物を形成する物質の濃度の分布が挙げられる。物質の濃度として、酸素飽和度、オキシヘモグロビン濃度、デオキシヘモグロビン濃度、および総ヘモグロビン濃度が挙げられる。総ヘモグロビン濃度は、オキシヘモグロビンおよびデオキシヘモグロビンの濃度の和である。

光音響装置の各構成要素

【0022】

次に、本実施形態による光音響装置の各構成要素を詳細に説明する。

光源 1 1

【0023】

光源 1 1 は、対象物 1 5 に光エネルギーを供給し、光音響波 1 6 を発生させる。対象物 1 5 が生体である場合、光源 1 1 は、対象物 1 5 を構成している要素のうちの特定の 1 つによって吸収される特定の波長の光を放射する。光源 1 1 は、照射光として数ナノ秒～数百ナノ秒程度のパルス光を発生可能なパルス光源であることが望ましい。より具体的には、光音響波を効率的に発生させるために約 10～100 ナノ秒のパルス幅を使用することが望ましい。高出力を達成するために光源 1 1 としてレーザを使用することが望ましい。しかしながら、発光ダイオードなどをレーザの代わりに使用することができる。固体レーザ、ガスレーザ、ファイバレーザ、ダイレーザ、および半導体レーザなど、種々のレーザを使用することができる。例えば、照射タイミング、波形、および強度が、光源コントローラ（図示せず）によって制御される。対象物 1 5 が生体である場合、使用される光源 1 1 の波長は、生体内部への光の伝播を可能にする波長であることが望ましい。具体的には、波長は、500 nm～1200 nm の範囲であってよい。

【0024】

光源 1 1 は光音響装置から離して設けてもよい。また、光源 1 1 を単一の光源または複数の光源で形成してもよい。

光学系 1 3

【0025】

光源 1 1 から発せられるパルス光 1 2 は、通常、例えばレンズまたはミラーを含む光学系 1 3 によって所望の光分布形状へと処理されながら対象物 1 5 に導かれる。例えば、ミラーなどを鏡筒に取り付けることによって形成される多分節アーム (articulating arm) などの光導波路、光ファイバ、および光ファイバ束が、光学系 1 3 の構成要素とみなされる。光学系 1 3 の他の構成要素の例として、光を反射させるミラー、光を収束または発散、あるいは光の形状を変化させるレンズ、ならびに光を拡散させる拡散板が挙げられる。光源 1 1 から発せられたパルス光 1 2 が所望の形状で対象物 1 5 へと照射される限り、どの光学的な構成要素を使用してもよい。対象物 1 5 の診断される領域を広げるという観点から、レンズによってパルス光 1 2 を収束させるよりもむしろ、パルス光 1 2 をレンズによってより広い領域へと発散させることが望ましい。

【0026】

光音響装置は、所望のパルス光であるパルス光 1 2 が光源 1 1 から放射されるのであれば、必ずしも光学系 1 3 を備える必要はない。

対象物 1 5 および光吸収体 1 4

10

20

30

40

50

【 0 0 2 7 】

対象物 1 5 および光吸収体 1 4 は、本実施形態による光音響装置の一部を構成するものではないが、次に対象物 1 5 および光吸収体 1 4 を説明する。本実施形態による光音響装置は、例えば人間または動物の悪性腫瘍または血管疾患の診断ならびに化学療法の経過観察に主に使用される。したがって、対象物 1 5 は、胸部、指、腕、または脚など、人間または動物の体の診断対象領域の場合がある。対象物 1 5 の内部の光吸収体 1 4 は比較的高い吸収係数を有する。例えば、人体が測定対象である場合、光吸収体 1 4 は、酸化または還元ヘモグロビン、あるいは大量の酸化または還元ヘモグロビンを含んでいる血管または新生血管であってよい。対象物 1 5 の表面の光吸収体 1 4 は、例えばメラニンであってよい。適切に光の波長を選択することで、脂肪、水、およびコラーゲンなどの他の物質も人体における光吸収体 1 4 としての機能を果たすことができる。

10

変換器 1 7

【 0 0 2 8 】

変換器 1 7 は音響波を受信し、アナログ信号である電気信号に変換する。変換器 1 7 は、圧電効果を使用する変換器、光の共振を使用する変換器、および容量の変化を利用する変換器など、光音響波を検出する限り任意の変換器であってよい。本実施形態においては複数の変換器 1 7 が配置される。そのような多次元配置の素子を使用することによって、音響波を複数の位置において同時に受信することができる。これは、測定時間を短縮でき、例えば対象物 1 5 の振動の影響を減らすことができる。

20

支持部材 2 2

【 0 0 2 9 】

支持部材 2 2 は複数の変換器 1 7 を支持部材 2 2 に沿って支持する。図 1 は、支持部材 2 2 の $x - z$ 平面における断面図である。

【 0 0 3 0 】

支持部材 2 2 は、対象物 1 5 を囲む閉じた表面に沿って複数の変換器 1 7 を支持することが望ましい。しかしながら、対象物 1 5 が例えば人体であり、複数の変換器 1 7 を、対象物 1 5 を囲む完全に閉じた表面に配置することが困難である場合、複数の変換器 1 7 を本実施形態のように、開口を有する半球形の支持部材 2 2 の表面（半球形の表面）に配置することが望ましい。

【 0 0 3 1 】

30

支持部材 2 2 上の複数の変換器 1 7 は、 k 空間において等間隔でサンプリングを行えるように配置することが望ましい。例えば、複数の変換器 1 7 を、米国特許第 5, 7 1 3, 3 5 6 号に記載のらせん状のパターンにて配置することが望ましい。

【 0 0 3 2 】

一般的に、変換器の受信面（前面）に対する法線方向が最高受信感度の方向である。複数の変換器 1 7 の最高受信感度の方向に沿った軸（以下では、「指向軸」と称する）を半球の湾曲の中心へと集めることによって、高い精度で可視化可能な領域が、湾曲の中心の付近に形成される。特に、本実施形態において、複数の変換器 1 7 はそれぞれの変換器の指向軸が半球の湾曲の中心と交わるように配置される。これにより指向軸が集まる領域の分解能を高めることができる。本明細書において、そのような高分解能の領域は高分解能領域 2 3 と称される。本実施形態において、高分解能領域 2 3 は最も高い分解能の点から最も高い分解能の半分の分解能の点までの領域を指す。ただし、指向軸が特定の領域へと集まり、所望の高分解能領域 2 3 を形成できる限り、それぞれの変換器の指向軸は必ずしも互いに交差する必要がないことに注意すべきである。

40

【 0 0 3 3 】

図 1 は、変換器の一配置例を示しており、変換器の配置の方法はこれに限られるわけではない。変換器は、指向軸を特定の領域へと集めることができ所望の高分解能領域を形成できる限り、任意の方法で配置してもよい。すなわち、複数の変換器 1 7 を、所望の高分解能領域を形成するように湾曲した形状に沿って配置してもよい。さらに、本明細書において、用語「湾曲した面」は、球面あるいは半球形の表面などの開口を有する球面も指す

50

。加えて、用語「湾曲した面」は、球面とみなすことが可能な程度に非一様な表面、ならびに球面とみなすことが可能な程度に楕円形である楕円体（楕円の三次元類似物であり、二次元の湾曲した面を有する）の表面も指す。

【 0 0 3 4 】

複数の変換器 1 7 が、球体を任意に分割することによって形成される形状を有する支持部材 2 2 に沿って配置される場合、指向軸は支持部材の湾曲の中心に最大限に集まる。本実施形態において説明される半球形の支持部材 2 2 も、球体を任意に分割することによって形成される形状を有する支持部材の例である。本明細書において、球体を任意に分割することによって形成される形状とは球体に基づく形状を指す。したがって、球体に基づくそのような形状を有する支持部材によって支持された複数の変換器は球体上で支持されている。

10

【 0 0 3 5 】

例えば、他の湾曲した表面または部分ごとに直線な表面も、支持部材 2 2 として使用することができる。

【 0 0 3 6 】

支持部材 2 2 は、音響整合材料 1 8 で満たすことができる空間を有することが望ましい。

音響整合材料 1 8

【 0 0 3 7 】

音響整合材料 1 8 は、対象物 1 5 と複数の変換器 1 7 との間の空間を満たすことができ、かつ対象物 1 5 と複数の変換器 1 7 とを音響的に結合させるインピーダンス整合材料である。音響整合材料 1 8 として、対象物 1 5 および変換器 1 7 の音響インピーダンスに近い音響インピーダンスを有し、パルス光が透過する材料を使用することが望ましい。加えて、音響整合材料 1 8 は、支持部材 2 2 の移動を妨げない液体または気体であることが望ましい。より具体的には、音響整合材料 1 8 は、例えば水、ひまし油、またはゲルであってよい。

20

コンピュータ 1 9

【 0 0 3 8 】

コンピュータ 1 9 は、複数の変換器 1 7 から出力された電気信号に対し所定の処理を実行することができる。コンピュータ 1 9 は、光音響装置の各々の構成要素の動作を制御することができる。コンピュータ 1 9 は、所望の測定位置を設定することができる。すなわち、コンピュータ 1 9 は、光源 1 1 の発光のタイミングを制御し、支持部材 2 2 を移動させるスキャナ 2 1 を駆動することによって、所望の測定位置を提供することができる。

30

【 0 0 3 9 】

コンピュータ 1 9 内の演算部は、通常、中央演算処理装置（CPU）、グラフィック処理ユニット（GPU）、またはアナログ - デジタル（A/D）変換器などの要素や、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ（FPGA）または特定用途向け集積回路（ASIC）などの回路を備える。演算部は、単一の要素または回路によって形成されるだけでなく、複数の要素または回路によって形成することもできる。また、コンピュータ 1 9 によって実行される各処理動作は、要素または回路のいずれかによって実行することもできる。

40

【 0 0 4 0 】

コンピュータ 1 9 内の記憶部は通常、読み出し専用メモリ（ROM）、ランダムアクセスメモリ（RAM）、またはハードディスクなどの記憶媒体を備える。記憶部は単一の記憶媒体によって形成できるだけでなく、複数の記憶媒体によって形成することもできる。

【 0 0 4 1 】

コンピュータ 1 9 は、同時に複数の信号のパイプライン処理を実行するように構成すること望ましい。これにより対象物情報の取得に必要な時間を短縮することができる。

【 0 0 4 2 】

コンピュータ 1 9 によって実行される各処理動作は、演算部によって実行されるプログ

50

ラムとして記憶部に保存することができる。プログラムが保存される記憶部は、非一時的記録媒体であることに注意すべきである。

表示装置 20

【0043】

表示装置 20 は、コンピュータ 19 から出力された画像データを表示する装置である。一般的には、液晶ディスプレイなどが表示装置 20 として用いられるが、プラズマディスプレイ、有機エレクトロルミネセント（EL）ディスプレイ、または電界放出ディスプレイ（FED）も使用可能である。表示装置 20 は、光音響装置とは別に設けてもよい。

スキャナ 21

【0044】

移動部としてのスキャナ 21 は、支持部材 22 を対象物 15 に対して相対的に移動させる。支持部材 22 上に配置された複数の変換器 17 をスキャナ 21 によって対象物 15 に対して相対的に移動させることができるため、光音響波 16 を複数の測定位置で受信することができる。

【0045】

スキャナ 21 は支持部材 22 を円形移動させることが望ましい。用語「円形移動」は、円形移動および楕円移動と類似した曲線移動を指す。スキャナ 21 が、移動領域の中心に対する径方向の座標が増加または減少するように支持部材 22 を移動させることが望ましい。

【0046】

図 2 は円形移動の一例を概略的に示している。図 2 において、点 o は移動面の中心 24 であり、円は支持部材 22 の位置の移動経路を表しており、点 p は支持部材 22 の位置の移動経路上の点である。この移動により、点 p における支持部材 22 の位置は、径方向の速度（径方向速度） v_r および接線方向の速度（接線方向速度） v_t を有する。極座標系における点 p の位置座標（ x 、 y ）は、下記の等式（1）によって表すことができる。

【数 1】

$$\begin{cases} x = r \cos \phi \\ y = r \sin \phi \end{cases}$$

・・・等式（1）

ここで、 r は、径方向における座標（移動の半径）であり、 ϕ は、 x 軸と原点から点 p まで延びる線との間に形成される角度である。本実施形態において、スキャナ 21 は、径方向における支持部材 22 の位置の移動経路上の座標（ r ）が増加または減少するように支持部材 22 を移動させる。

【0047】

移動経路の具体例として、時間と共に半径が変化する図 3 に示されるようならせん状の移動経路、および異なる半径を有する複数の同心円を含む図 4 に示されるような移動経路が挙げられる。

【0048】

支持部材 22 の容器を満たす音響整合材料 18 は、支持部材 22 の移動に起因する慣性力を受ける。支持部材 22 が直線移動する場合、方向が繰り返し変化すると、音響整合材料 18 が、慣性力に起因する液体の水位の変化の結果として発泡する可能性がある。したがって、対象物 15 と複数の変換器 17 との間の位置は音響整合材料で満たされない可能性がある。対照的に、支持部材 22 が円形移動をする場合、音響整合材料 18 は、常に円形移動の外周方向に力を受ける。したがって、方向が繰り返し変化する直線移動によって

10

20

30

40

50

形成される移動パターンと比べ、円形移動により液体の水位を緩やかに変化させることが可能になる。したがって、対象物 1 5 と複数の変換器 1 7 との間の音響整合が容易になる。

【 0 0 4 9 】

支持部材 2 2 を円形移動させる場合、急な加速および減速の回数が少ない。したがって、音響整合材料の移動を規制することができ、対象物 1 5 と複数の変換器 1 7 との間の良好な音響整合を維持することができる。

【 0 0 5 0 】

スキャナ 2 1 は、移動経路の接線方向の速度が一定になるように支持部材 2 2 を移動させることが望ましい。光源 1 1 が一定の周期で光を放射するパルス光源である場合、光音響波 1 6 の測定タイミングは、光源 1 1 から放射されるパルス光 1 2 の繰り返し周波数によって決定される。例えば、光源 1 1 が 1 0 H z の繰り返し周波数を有する場合、光音響波 1 6 は、0 . 1 秒ごとに 1 回生成することができる。したがって、接線方向の速度が一定であり、光音響波 1 6 が 0 . 1 秒ごとに測定される場合、測定位置は、空間的に均一に分布する。

10

【 0 0 5 1 】

原点へと向かう加速度を鑑み、スキャナ 2 1 は支持部材 2 2 を移動面の外側から移動させることが望ましい。すなわち、移動の初期段階における加速度が大きい場合、装置全体の振動の大きさが増す可能性があり、その振動が測定に悪影響を及ぼす可能性がある。したがって、支持部材 2 2 が、原点へと向かう加速度が小さい外周から移動を開始し、次いで内周に向かって移動する場合、装置の振動を減らすことができる。

20

【 0 0 5 2 】

スキャナ 2 1 は、支持部材 2 2 を移動および停止を繰り返すステップアンドリピート方式で移動させるのではなく、連続的に移動させることが望ましい。これにより、移動に必要な総時間を短縮でき、検査対象者の負担を軽減することができる。移動の加速度の変化が小さいため、装置の振動の影響または音響整合材料 1 8 の振動の影響を減らすことができる。

【 0 0 5 3 】

光源 1 1 から発生するパルス光 1 2 を使用して実行する照射位置を移動させるために、スキャナ 2 1 は支持部材 2 2 と共に光学系 1 3 を移動させることが望ましい。すなわち、スキャナ 2 1 は、支持部材 2 2 および光学系 1 3 を互いに同期させて移動させることが望ましい。このようにして、光音響波の測定位置と光の照射位置との間の関係を一定に保つことができるため、一定の対象物情報を取得することができる。対象物 1 5 が人体である場合、対象物 1 5 を照射するための照射領域は、米国規格協会 (A N S I) の規格によって制限される。したがって、対象物 1 5 の内部に伝播する光量を増やすためには照射の強度および照射の領域を大きくすることが望ましいが、照射領域は、例えば光源のコストを下げる観点から制限される。変換器の指向性ゆえに、たとえ光を受信感度の低い領域に照射しても、光の利用効率は低い。すなわち、大きなサイズの対象物全体を照射することは効率的でない。複数の変換器 1 7 の感度が高い領域に常に光を照射すれば、光の利用効率は良好であるため、複数の変換器と光学系 1 3 との間の位置関係を維持しながらスキャナ 2 1 を移動させることが望ましい。

30

40

【 0 0 5 4 】

本実施形態では、パルス光 1 2 を支持部材 2 2 の湾曲の中心に向かって照射するため、支持部材 2 2 の中心 (極部分) に光学系 1 3 の光出射部が配置される。これにより、複数の変換器 1 7 の感度が高い領域に常に光が照射される。支持部材 2 2 および光学系 1 3 が一体化されているため、光音響波の測定位置と光の照射位置との間の上述の関係を保ちながら、高分解能領域を移動させることが可能である。

【 0 0 5 5 】

コンピュータ 1 9 は、径方向の座標 r の最大値などの移動の大きさ、移動の速度 (すなわち、径方向速度および接線方向速度) 、および径方向の座標の変化の方法を制御するこ

50

とができる。径方向の座標 r の最大値は対象物のサイズに応じて変化させることが望ましい。例えば、対象物のサイズが小さい場合、支持部材 22 の移動を小さな座標 r によって制御することができる一方で、対象物 15 のサイズが大きい場合、支持部材 22 の移動を大きな座標 r によって制御することができる。これにより、余分な測定時間を短縮することができる。

【0056】

光音響装置は、対象物 15 のサイズに関する情報を取得することができるサイズ取得部を備えることが望ましい。例えば、対象物 15 の形状に関する情報を取得することができる電荷結合素子 (CCD) センサを、サイズ取得部として使用することができる。コンピュータ 19 は、サイズ取得部によって取得される対象物 15 のサイズに関する情報に従って、径方向の座標 r の最大値を決定してもよい。

10

【0057】

光音響装置は、ユーザがコンピュータ 19 に径方向の座標 r の最大値などの移動パラメータを指定することを可能にする入力部を備えることが望ましい。

【0058】

スキャナ 21 が支持部材 12 を移動させた後に、複数のタイミングでパルス光 12 を照射することによって、高分解能領域が、それぞれの測定タイミングに基づき異なった位置に存在する。結果として、高分解能領域の範囲が広がる。撮像される領域内の分解能のばらつきを減らすために、複数の高分解能領域が重なり合うように支持部材 22 を移動させることが望ましい。

20

測定位置の分布

【0059】

図 5 を参照すると、本実施形態にかかる光音響装置における各光照射タイミング (測定タイミング) での支持部材 22 の中心位置 (測定位置) がプロットされている。高分解能領域 23 の中心から移動面に下方に延びている垂直線が支持部材 22 と交わる点を、支持部材 22 の中心位置、すなわち測定位置と定める。本実施形態のように支持部材 22 が半球形である場合、半球の極部分を支持部材 22 の中心位置と定める。対応する光照射タイミングにおける各の変換器の位置がプロットされるとき、その分布が、図 5 に示される分布と同一であることに注意すべきである。すなわち、支持部材 22 の中心位置の分布によって、各測定タイミングにおける複数の変換器 17 の各々が取り得る位置が説明可能になる。

30

【0060】

本実施形態にかかる光音響装置において、コンピュータ 19 は、図 5 に示されるような測定位置の分布となるように、支持部材 22 の移動経路および光照射タイミング (測定タイミング) を設定する。すなわち、コンピュータ 19 は、図 5 に示すように移動領域内の測定位置の密度が一定になるような方法で測定位置が分布するように、支持部材 22 の移動経路および光照射タイミングを設定する。設定された測定位置の分布に従って、スキャナ 21 は支持部材 22 を移動させ、光源 11 は、支持部材 22 が設定された測定位置に位置するときにパルス光 12 を発生する。本実施形態の光音響装置は、投影の密度を高めると同時に視野 (FOV) も広げる。囲まれる投影面積に比例して投影角度の数を調節することによって、任意の大視野についてコントラスト感度および空間分解能を維持することが可能であった。

40

【0061】

本実施形態にかかる光音響装置は、撮像される領域内の各再構成位置についての対象物情報を効率的かつ精密に取得することができる。

【0062】

例えば、素子の数および測定の数が同じであることで、指向軸が互いに並行である複数の変換器を移動させる場合と比べて、本実施形態にかかる光音響装置は、各の再構成位置において生成される光音響波に関してより多くの波数情報を取得することができる。

【0063】

50

しかしながら、光照射タイミング、複数の変換器 17 の配置、支持部材 22 の移動などの誤差により、各の再構成位置から生成されるものと正確に同じ波数ベクトルを有する光音響波を受信することは困難である。したがって、各再構成位置から実質的に同じ方向に伝播する光音響波を受信できる限り、各再構成位置について k 空間において同じ関係を有するデータを得ることができると判断することができる。例えば、方向を立体角で表現すると、所与の波数ベクトルを有する光音響波の伝播方向の $\pm 4 / 50$ ステラジアン の範囲内の方向に伝播する音響波を、同じ波数ベクトルを有する光音響波と定めることができる。

【0064】

本実施形態において、複数の変換器 17 は、支持部材 22 上に三次元に配置される。したがって、たとえ支持部材 22 は二次元において限られた範囲内を移動する場合でも、各再構成位置からすべての方向に伝播する音響波を受信することができる。すなわち、支持部材 22 を図 5 に示すように移動させることによって、すべての測定位置において複数の変換器 17 が取り得る位置の分布は、それぞれの再構成位置から実質的に同じ方向に伝播する音響波（同じ波数ベクトルを有している）を検出できる位置の分布となる。したがって、異なる測定タイミングにおいて取得したデータから、k 空間において同じ関係を有する音響波を受信することによって得られる音響波のデータを用いて、各再構成位置についての対象物情報を取得することができる。これにより、各ボクセルからすべての方向に伝播した光音響波の受信信号データを使用して各ボクセルについての対象物情報を取得が可能になる。そのため、取得した対象物情報の再現度は高い。取得した対象物情報に関して、撮像される領域の各再構成位置における対象物情報の取得に使用されるデータの均質性が高いため、撮像される領域内の分解能のばらつきは小さい。

【0065】

図 5 に示される測定位置の分布を、以下で詳しく説明する。

【0066】

本実施形態において、コンピュータ 19 は、移動面の中心 24 に対して 360° にわたって空間的に均一に分布するように測定位置を設定する。本実施形態において、移動面の中心 24 は、図 5 に示される最外周の測定位置をつなぐことによって定められる領域 25 の重心を指す。

【0067】

それぞれの測定タイミングにおいて複数の変換器 17 内の任意の素子を取り得る位置は、支持部材 22 の移動面に平行な平面内に分布する。所与の変換器 17 がとることができる位置は、これらの位置の分布の中心に対して 360° にわたって空間的に均一に分布する。ここで、所与の素子とすることができる位置の分布の中心は、所与の素子とすることができる位置の分布における最外周の位置をつなぐことによって定められる領域の重心を指す。

【0068】

複数の変換器 17 の各素子とすることができる位置も、先の説明において選択された所与の素子と取り得る位置の一群が分布する平面に平行、かつそのような平面とは異なる平面内に分布する。

【0069】

すなわち、移動面の中心 24 に対し 360° にわたり複数の測定位置の空間的に均一な分布は、各素子を移動面に平行な平面において 360° にわたって空間的に均一に配置することと同等である。

【0070】

それぞれの再構成位置から変換器へと向かう方向は、互いに異なる。すなわち、変換器は、それぞれの再構成位置において生成された音響波の異なる波数ベクトルを感度良く受信する。

【0071】

すなわち、4 つの領域（領域 1 ~ 4）内の測定位置の分布は均一である。4 つの領域は

10

20

30

40

50

、図 5 に示される移動面の中心 2 4 を通過する 2 本の直交する直線によって定められる。4 つの領域のいずれにおいても、隣り合う測定位置の間の距離は、互いに等しい。

【 0 0 7 2 】

4 つの領域の測定位置の分布を比べると、測定位置の数は同じである。加えて、すべての領域において隣り合う測定位置の間の平均距離は同じである。

【 0 0 7 3 】

支持部材 2 2 の移動における誤差、光照射タイミングの誤差などにより、隣り合う測定位置の間の距離を正確に同じにすることは困難である。ほぼ同じ効果を達成することができる事例も、本発明の技術的範囲に含まれる。すなわち、隣り合う測定位置の間の距離が同じである事例は、隣り合う測定位置の間の距離が、隣り合う測定位置の間の平均距離の $\pm 20\%$ の範囲内である事例も含む。

【 0 0 7 4 】

例えば支持部材 2 2 の移動の始点および終点の付近での支持部材 2 2 の移動の速度の加速または減速に起因して、領域間の測定位置の数において誤差が生じる可能性がある。したがって、「測定位置の数が同じ」という表現は、領域間の測定位置の数における平均差が、 $\pm 20\%$ の範囲内であることを意味する。加えて、「隣り合う測定位置の間の距離が同じ」という表現は、領域間の隣り合う測定位置の距離における平均差が、 $\pm 20\%$ の範囲内であることを意味する。すなわち、領域間の測定位置の数における平均差および領域間の隣り合う測定位置の距離における平均差が、どちらも $\pm 20\%$ の範囲内である場合、これらの領域における支持部材 2 2 の中心位置の分布は、均一であると考えることができる。

【 0 0 7 5 】

上述の関係は、移動面の中心を通過する任意の 2 本の直交する直線によって定められる 4 つの領域においても確立されることが望ましい。本実施形態は、測定位置が平面内に分布する事例を説明している。本発明は、移動経路が三次元の移動領域内に延びる事例も包含し、上述の関係は、移動領域の中心を通過する 2 つの直交する平面によって定められる 4 つの領域において確立される。

【 0 0 7 6 】

複数の測定位置は、いずれの領域内においても異なる位置に分布することが望ましい。これは、高分解能領域 2 3 が領域内の複数の異なる位置に存在することを意味する。したがって、領域 1 ~ 4 における分解能のばらつきは軽減される。このようにして、撮像される領域全体においても、位置により分解能が不均衡になることを抑えることができる。

【 0 0 7 7 】

複数の測定位置は、各測定位置が等しい間隔で配置されるように、互いに隣接する少なくとも 3 つの測定位置から空間的に等距離に位置するように設定することが望ましい。これにより、撮像される領域において、等間隔に分布した測定位置における高分解能領域が存在する領域で、隣り合う高分解能領域間の間隔が等しくなり、分解能のばらつきは減少する。

【 0 0 7 8 】

光源 1 1 は一定の繰り返し周波数でパルス光 1 2 を放射し、支持部材 2 2 は一定の速度で移動させることが望ましい。この場合、移動経路に沿った移動方向における隣り合う測定位置のペアは、等間隔で配置される。さらに、移動経路に沿った 2 つの隣り合う測定位置の間隔と、移動経路に沿った移動方向とは異なる方向の隣り合う測定位置の間隔とが等しくなるように移動経路および移動タイミングを設定することが望ましい。

【 0 0 7 9 】

しかしながら、支持部材 2 2 の移動における誤差、光照射タイミングの誤差、などにより、測定位置間の距離を正確に同じにすることは困難である。ほぼ同じ効果を達成することができる事例も、本発明の技術的範囲に含まれる。すなわち、用語「等間隔」は、所与の測定領域に隣接する少なくとも 3 つの中心位置までの距離がすべて少なくとも 3 つの測定位置までの平均距離の $\pm 10\%$ の範囲内にある場合を指す。

【0080】

本実施形態においては、測定位置が平面上に分布する事例が説明される。本発明は、移動経路が三次元の移動領域内に延び、隣接する少なくとも3つの測定位置から等距離に位置する測定位置が、三次元の移動領域内に分布する事例も包含する。

【0081】

撮像されるすべての領域において同じ波数成分を効率的に取得する必要はない。撮像される一部の領域の各々の再構成位置において、同じ波数成分が効率的に取得されさえすればよい。すなわち、移動領域内の測定位置の分布密度が一定である領域が存在すればよい。例えば、ユーザが入力部を使用して関心領域を設定し、その関心領域内の各再構成位置について同じ波数成分を効率的に取得できる測定位置を設定することができる。すなわち、移動領域内の関心領域に対応する移動領域について測定位置の分布密度が一定になるように、測定位置を設定しさえすればよい。

10

実施例

【0082】

本実施形態が適用される光音響装置であって、光音響撮像を実現する装置である光音響装置を次に説明する。この実施例においては人間の胸部が測定される。

【0083】

図6に示されるPAIスキャナは、患者がうつぶせに横たわり、厚さ0.020"のポリエチレンテレフタレート(PETG)のシートから熱形成された球形のカップ(C)に一方の胸部を配置させる検査テーブル(T)で構成される。撮像に先立って、胸部と胸部カップとの間に音響結合をもたらすため、少量の水が胸部とともに胸部カップに配置される。

20

【0084】

図7は、1対のコンピュータ制御同期モータによって位置が制御される2軸並進移動ステージ(XY)に取り付けられたカップの下方に位置する半球形の検出器アレイ(A)を示している。検出器アレイは、512個の別々の変換器素子が埋め込まれた、ABSプラスチックから機械加工された半球形のシェル(半径=127mm)からなる。各変換器は直径3mmの平坦なアクティブ領域を有している。1-3ピエゾ複合材料変換器の中心周波数は、70%の帯域幅で2MHzである。

【0085】

胸部カップと512個の変換器との間に音響結合をもたらすため検出器アレイおよびアレイのプラスチック延長部(E)を脱気したRO水で満たした。直径7mmのパルス状のAlexandriteレーザビーム(75ns@300mJ/パルス)は、アレイが走査されたときに変換器アレイの垂直軸に沿って上方にレーザビーム(L)を移動させる分節アームを通過させた。アレイの底部に配置した12mmの発散レンズは胸部カップの表面において光を円錐状に~60mmの直径まで広げた。ピークの光フルエンス(light fluence)は、ビームの中心において~10mJ/cm²として測定され、ANSIにより勧告された最大許容暴露(MPE)の半分より少なかった。

30

【0086】

検出器アレイ、アレイ延長部、撮像テーブル、および胸部カップの間の幾何学的関係を示すPAIスキャナの切断図を図8に示す。アレイ延長部により、胸部表面全域にわたり横方向に検出器アレイが走査され、さらに胸部に対するウォーターカップリングを保持することができる。最大撮像体積(1335mL)は、胸部カップの曲率半径(184mm)、胸部を配置する開口の幅(240cm)、およびヘモグロビンを視覚化できる最大進入深さによって定められる。この最大撮像体積は図8において網掛けで表示されている。

40

【0087】

このPAIスキャナにおいて、レーザビームを10Hzのパルスで発しながら、アレイの回転軸に対して垂直に広がる平面内でらせん状のパターンにて連続的に検出器アレイを走査した。平面内の等間隔の位置でPAデータが取得され、その間隔はらせんのサイズにかかわらず同じであるようにらせん状のパターンを選択した。したがって、より大きな

50

せんは、より小さならせんと比べて、より多くのパルスおよびより長い画像取得時間を必要とした。この作業に用いたらせんパターンの2つの例を図9に示す。最も小さいらせんは、最大24mmの半径を有し、120の別々の配置で構成され、大きい方のらせんは、48mmの半径を有し、480の別々の配置で構成されている。

【0088】

各レーザパルスに続いて合計2048のサンプルに対し、512の各変換器からのデータを20MHzで12ビットへとデジタル化した。総データ取得時間は、最も小さいらせんでの12秒から最も大きいらせん(96mm)での3.2分までの範囲であった。横方向の視野(FOV)は、選択したまさにそのらせんパターンに応じて直径100mmから240mmまで変化した。

【0089】

上述したフィルタ補正逆投影アルゴリズムを使用し三次元PAI画像を再現した。最初に、クリアな細いポリエチレン系の先端に配置された小さなインクスポットから作られた「点」吸収体へのPA応答を測定し、次いでこれを使用してランプフィルタ関数を計算すると同時に、変換器のインパルス応答に対して逆畳み込み(deconvolve)を行った。すべてのデータをフィルタ処理した後、測定されたウォーターカップリングの音速、第二に胸部内(または、ファントム)の想定された音速から決定した半径の球面に、テンポラルデータを逆投影した。胸部カップの上方はすべて同質のファントムまたは胸部組織であると仮定し、下方をすべて水であると仮定した。我々の研究室において、水の音速はデータ取得の最中に記録された温度に応じて校正した。胸部カップの上方の想定した音速を変化させながら胸部内の血管の「シャープネス」を視覚的に評価することによって、胸部(ファントム)内の音速をインタラクティブに選択した。

【0090】

図10の上部に示されるコントラストファントムを使用し、検出器アレイを移動することにより達成されるFOV拡大効果を判断する実験を行った。コントラストファントムは、HPレーザプリンタによって透明プラスチックのディスク上に印刷され、剛性をもたらすポリ塩化ビニルプラスチック(PVCP)の厚さ1cmのディスクに添付された1mmのドットのアレイで構成されている。756nmのインクの吸光度をGenesys 10vis分光光度計で測定したところ、150g/Lのオキシヘモグロビンを含む血液の厚さ1mmのサンプルに求められる吸光度とほぼ同じ0.129であった。したがって、これは、太さ1mmの血管による血液の吸光作用の代用として適していると考えられた。胸部組織の減衰を模擬するために、標準的なLiposyn-20%の8%溶液で胸部カップを満たした。検出器アレイを移動させることなく取得した光音響画像を、図10の真ん中の部分に示す。図10の中央部分の光音響画像から、ファントムは完全には撮像されず撮像領域(FOV)が小さいことが分かる。次に、図9の左側部分に示したらせん状のパターンで検出器アレイを移動させ、図10の下部に示される光音響画像を取得した。図10の下部の光音響画像から、ファントム全体の画像が取得され、検出器アレイを移動させることによってFOVが拡大されたことが分かる。

【0091】

図10の上部に示されるファントムを撮像することで、PAIシステムのコントラスト対ノイズ性能を定量化した。また、胸部組織の減衰を模擬するために、標準的なLiposyn-20%の8%溶液で胸部カップを満たした。コントラストファントムを、図11に示されるようにLiposyn溶液内のさまざまな深さに配置した。ファントムのPAI画像を、24mmのらせん状走査(12秒)を使用して作成した。Liposyn溶液の3つの深さにおけるPAI画像を図12に示す。それらの画像から、胸部カップとコントラストファントムの位置との間のLiposyn溶液の深さの関数として測定した。次いで、コントラストおよびコントラスト対ノイズ比を、Liposyn溶液の深さの関数として示し、分析した。コントラストターゲット(図11)中央の「ドット」に対する光音響コントラストを、8%Liposyn溶液の深さの関数として測定し示した。その結果は図13(a)に示されており、深さに応じたほぼ完璧な指数関数的減衰を示している

。ノイズはコントラストターゲット内の背景の小領域における標準偏差として算出した。この「ノイズ」評価を記録し、図13(b)に示したコントラスト対ノイズ比(CNR)の算出に使用した。

【0092】

CNRが低下する前、混濁媒体が最初に3.0cmに至るまで、CNRは深さが増しても変わらなかったことに注目すべきである。この挙動の理由は、我々のデータ取得システムである入力電子機器の電子ノイズ「フロア」よりもはるかに大きい「ストリークノイズ(streak noise)」が浅い深さにおいて支配的であることに起因する。深さがさらに増すにつれPAIコントラストが低い水準にさらに低下すると、この電子ノイズが、図13に示すようにCNRを低下させ始める。胸部カップにぴったりと収まるように形作られた寒天の塊に埋め込まれたグラファイト繊維の長い単繊維を撮像することでPAIスキャナの空間分解能を測定した。3D PAI画像(48mmのらせん状走査、48秒)から算出されたMIPを図14に示す。炭素繊維のうちの1つを横切るプロフィルの半値全幅(FWHM)を使用しPAIシステムの空間分解能を評価した。空間分解能はグラファイト繊維ファントムの1つの単繊維を横切る図から評価した(図14)。プロットの半値全幅は、0.42mmであった。

10

【0093】

分解能はFOV内の実質上全領域にわたりほぼ一定に保たれていた。視野の周縁でも良好なコントラスト感度を維持できることを実証するために、コントラストファントムを横方向に80mm平行移動させ、我々の最大らせん手順(96mm、3.2分)で走査した。横方向の視野は、視野(図15)の端に配置されたコントラストファントムの可視性から示されるように24cmと測定された。横方向の視野は、視野の端に配置されたコントラストファントムの可視性から示されるように24cmと測定された。

20

【0094】

半球形の検出器アレイは、我々の以前の試作のPATスキャナにおいて行われていたようにアレイの垂直軸を中心にして回転させるのではなく、データ取得中にらせん状のパターンで連続的に走査することを選択した。この新規のらせん状の走査手順は投影の密度を高めると同時にFOVも拡大した。らせん状の走査によって囲まれる投影面積に比例させて投影角度の数を調節することにより胸部撮像において必要に応じた任意の大視野に対するコントラスト感度および空間分解能を維持することを可能にした。

30

他の実施形態

【0095】

本発明の実施形態はまた、システムまたは装置のコンピュータが記憶媒体(例えば、非一時的コンピュータ読み込み可能記憶媒体)に記録されたコンピュータ実行可能命令を読み出し、実行し、本発明の上記した実施形態の1つまたは複数の機能を行うことによって、および、例えば、システムまたは装置のコンピュータが記憶媒体からコンピュータ読み実行可能命令を読み出し、実行して、上記した実施形態の1つまたは複数の機能を行うことにより実行される方法によって、実現することができる。コンピュータは、中央処理装置(CPU)、マイクロプロセッシング装置(MPU)、または他の回路の1以上を備え、別々のコンピュータまたは別々のコンピュータプロセッサのネットワークを含んでも良い。コンピュータ実行可能命令は、例えば、ネットワークまたは記憶媒体からコンピュータに供給されても良い。記憶媒体は、例えば、ランダムアクセスメモリ(RAM)、リードオンリーメモリ(ROM)、分散演算システムの記憶部、(コンパクトディスク(CD)、デジタル多用途ディスク(DVD)、またはBlu-ray(登録商標)ディスク(BD)(商標)などの)光学ディスク、フラッシュメモリデバイス、およびメモリカードなどの1以上を含んでも良い。

40

【0096】

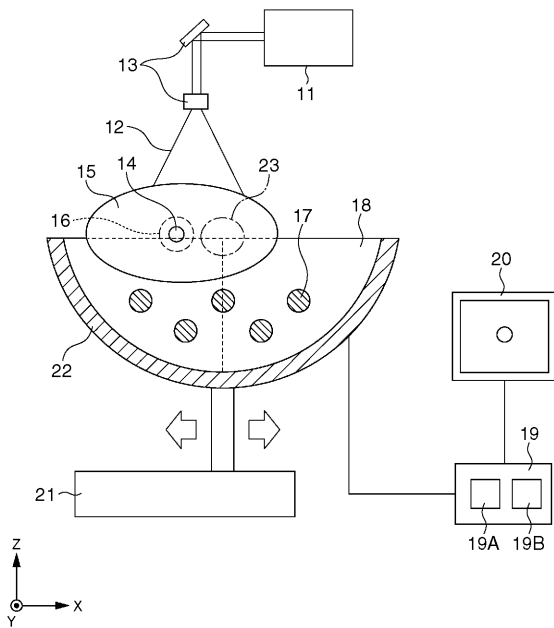
本発明は例示的实施形態を参照して説明したが、本発明は、開示した例示的实施形態に限定されないことが理解されたい。添付の特許請求の範囲の範囲は、全てのそのような変形例ならびに同等の構造および機能を包含するよう広く解釈されるべきである。

50

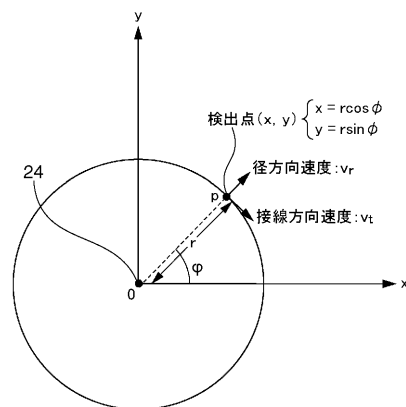
【 0 0 9 7 】

本出願は、2013年9月4日付の米国特許出願第61/873542号の利益を請求し、この出願は、ここでの言及によってその全体が本明細書に援用される。

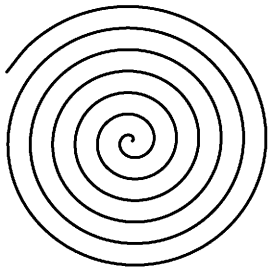
【 図 1 】



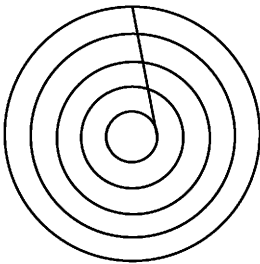
【 図 2 】



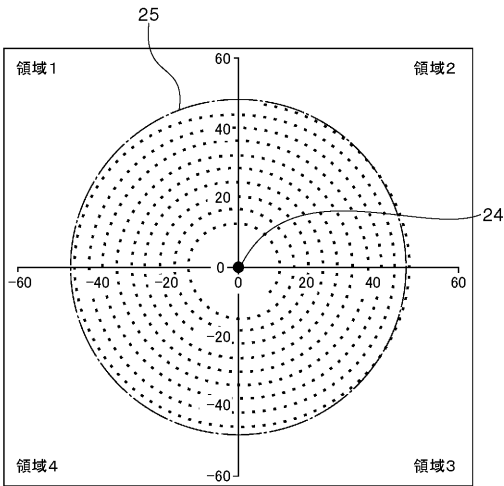
【 図 3 】



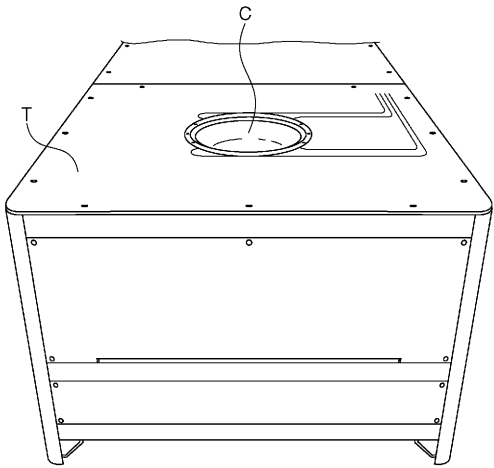
【 図 4 】



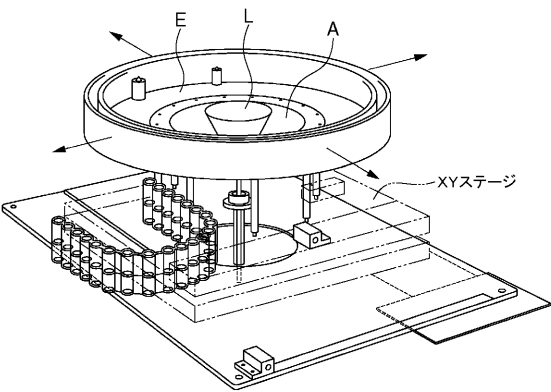
【 図 5 】



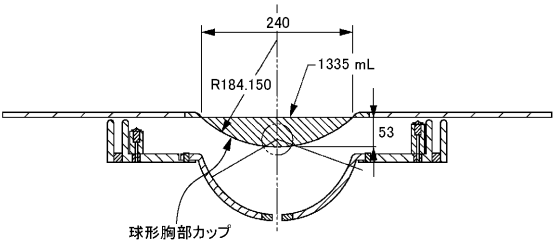
【 図 6 】



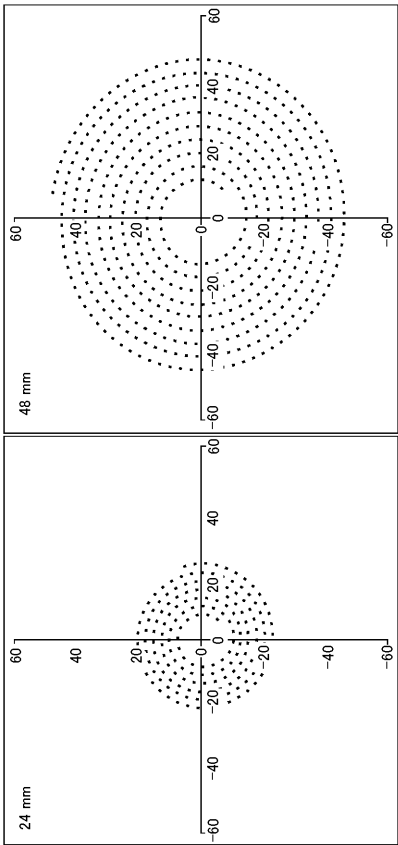
【図 7】



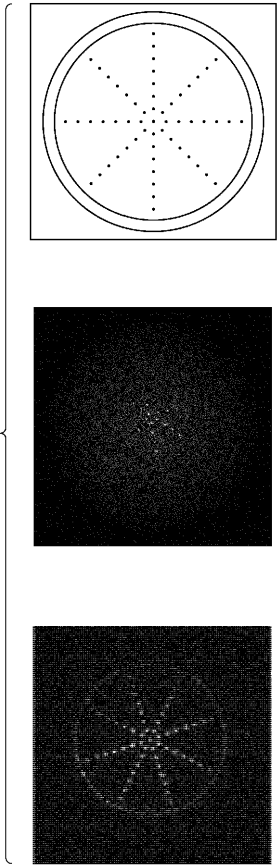
【図 8】



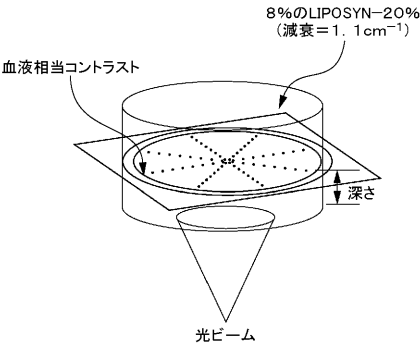
【図 9】



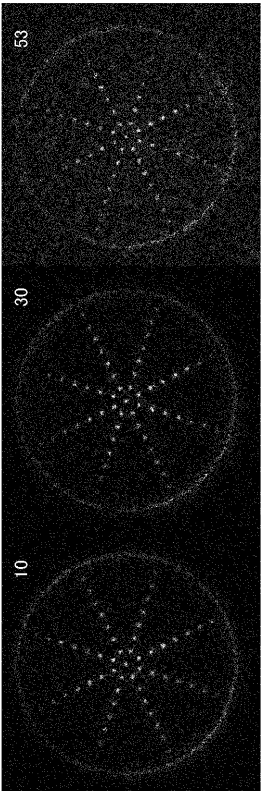
【図 10】



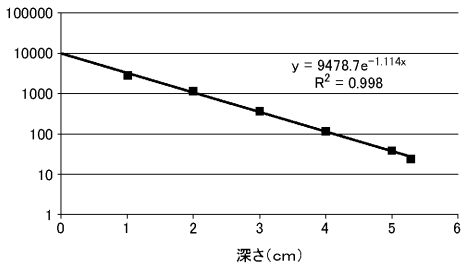
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】

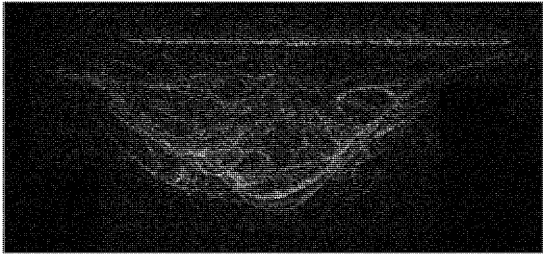
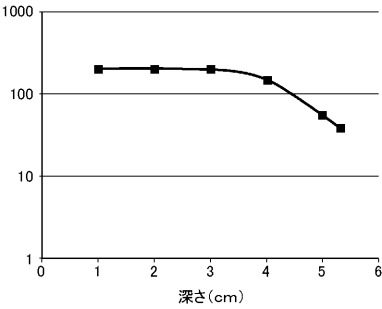


【 図 1 3 a 】

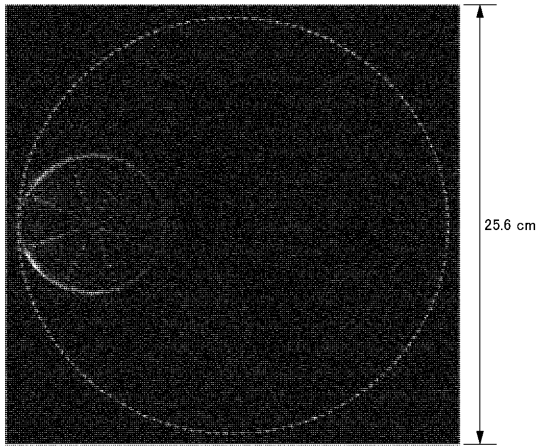


【 図 1 4 】

【 図 1 3 b 】



【図 15】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2014/053820

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/00 G01N21/17 G01N29/24 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B G01N		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2013/116537 A1 (SATO AKIRA [JP]) 9 May 2013 (2013-05-09) paragraphs [0045] - [0046] paragraphs [0050] - [0054] paragraph [0061] paragraphs [0092] - [0103] paragraph [0121] figure 1 -----	1-12, 21
X	WO 2013/027743 A1 (CANON KK [JP]; NAGAE KENICHI [JP]) 28 February 2013 (2013-02-28) paragraph [0002] paragraphs [0009], [0010] paragraphs [0024] - [0027] paragraphs [0044], [0045] paragraph [0051] figures 7, 11 ----- - / - -	1-12, 19, 21
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 4 March 2015		Date of mailing of the international search report 16/03/2015
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax (+31-70) 340-3016		Authorized officer Gärtner, Andreas

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US2014/053820

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2013/116539 A1 (NAGAO DAISUKE [JP]) 9 May 2013 (2013-05-09) paragraphs [0039] - [0046] paragraph [0051] paragraph [0075] paragraph [0090] figures 1, 2 -----	1-17,19, 21-25
X	WO 2012/108172 A1 (CANON KK [JP]; OISHI TAKUJI [JP]) 16 August 2012 (2012-08-16) paragraphs [0014] - [0043] figures 1-3 -----	1-13, 18-22,25
X	CN 101 828 902 A (UNIV JIANGXI NORMAL SCI & TECH) 15 September 2010 (2010-09-15) abstract paragraph [0019] figures 1, 2 -----	22,25

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2014/053820

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2013116537 A1	09-05-2013	JP 2013094538 A US 2013116537 A1	20-05-2013 09-05-2013
WO 2013027743 A1	28-02-2013	CN 103732154 A EP 2747665 A1 JP 2013042996 A US 2014206960 A1 WO 2013027743 A1	16-04-2014 02-07-2014 04-03-2013 24-07-2014 28-02-2013
US 2013116539 A1	09-05-2013	JP 2013094539 A US 2013116539 A1	20-05-2013 09-05-2013
WO 2012108172 A1	16-08-2012	CN 103354731 A EP 2672896 A1 JP 2012179348 A US 2013312526 A1 WO 2012108172 A1	16-10-2013 18-12-2013 20-09-2012 28-11-2013 16-08-2012
CN 101828902 A	15-09-2010	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG